

⑫ 公開特許公報 (A)

昭56—79242

⑤Int. Cl.³
G 01 N 27/06
// G 01 N 33/48
G 01 R 27/22

識別記号 庁内整理番号
6928—2G
6422—2G
7145—2G

⑬公開 昭和56年(1981)6月29日
発明の数 7
審査請求 未請求
(全 19 頁)

⑭液体導電率測定システム及びそのサンプルカード

⑯特 願 昭55—152017

⑰出 願 昭55(1980)10月29日

優先権主張 ⑱1979年10月29日⑲米国(US)

⑳89086

㉑1979年10月29日㉒米国(US)

㉓89087

㉔1979年10月29日㉕米国(US)

㉖89088

㉗発 明 者 ジェラミ・ロイ・ヒル
アメリカ合衆国コネチカット州

06883ウエストン・ブロード・
ストリート13

㉘発 明 者 アレン・エメット・メイヤー
アメリカ合衆国コネチカット州
06830グリニッチ・ルイス・ス
トリート70

㉙出 願 人 ユナイテッド・ステイツ・サー
ジカル・コーポレーション
アメリカ合衆国コネチカット州
06850ノーウオーク・グローヴ
アー・アベニュー150

㉚代 理 人 弁理士 中村稔 外4名

明細書の抄写(内容に変更なし)

明 細 書

1. 発明の名称 液体導電率測定システム及びそ
のサンプルカード

1. 特許請求の範囲

1. 液体サンプルの温度依存パラメータを測定す
るシステムにおいて、

優れた熱伝達特性を示す物質で作られたベ
ース部と、

上記ベース部の温度を検出する検出手段と、
所定体積の上記液体サンプルを上記ベース部
と密接接触せしめ、或る時間後に、上記液体サ
ンプルが上記ベース部の温度をとる様にせしめ
る手段と、

上記所定体積の上記液体サンプル内に浸漬さ
れる電極手段と、

測定される温度依存パラメータを發出す信号
を発生するため上記電極手段及び上記検出手段
に接続された手段とを具備したことを特徴とす
るシステム。

2. 温度依存パラメータを發出す上記信号を目で

読み取れる形態で表示する手段を更に具備した
特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

3. 上記ベース部の上記物質はアルミニウムであ
る特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

4. 上記液体サンプルを上記ベース部と密接接触
せしめる上記手段は廃棄式サンプルカードを備
えた特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

5. ガイド部材及び整列部材を有する液体サンプ
ルキャリアに含まれた液体サンプルのパラメー
タを測定する装置において、
ベース部と、

上記キャリアを上記装置へ適正に挿入するた
め上記ガイド部材と共働する案内手段と、

上記キャリアを上記装置へと適正に揃えるた
め上記整列部材と共働するキャリア保持手段と
を具備したことを特徴とする装置。

6. 上記案内手段は上記キャリアのガイド部材とを
嵌着する形状にされたガイドチャンネルを備え
た特許請求の範囲第5項に記載の装置。

7. 上記キャリア保持手段は上記キャリアを上記

ベース部と密接接触状態に保持する可視性偏倚手段を備えた特許請求の範囲第5項に記載の装置。

8. 液体サンプルのパラメータを測定するシステムにおいて、このシステムは液体サンプルキャリアと測定装置とを具備し、

上記キャリアは、

本体部と、

上記本体部にあり液体サンプルを受け入れるサンプル受け入れ手段と、

上記サンプル受け入れ手段内に配設された電極手段と、

上記キャリアを上記装置へ適正に挿入するガイド手段と、

上記装置において上記キャリアを適正に揃える整列手段とを

備えており、そして

上記装置は、

ベース部と、

上記キャリアを上記装置へ適正に挿入するた

3

と、

上記電極手段に対する上記血液サンプルの分極を防止する様に選択された規則的な所定の時間インターバルで上記発生手段を作動及び不動作にする制御手段とを備えたことを特徴とする電子装置。

12. 上記血液サンプルの導電率を監視するため上記電極手段に接続された第1監視手段を更に備えた特許請求の範囲第11項に記載の装置。
13. 上記血液サンプルの温度を監視する第2の監視手段を更に備えた特許請求の範囲第12項に記載の装置。
14. 上記監視された導電率及び上記監視された温度にตอบสนองして、上記血液サンプルの温度補償された導電率を表わす導電率信号を発生する温度補償手段を更に備えた特許請求の範囲第13項に記載の装置。
15. 上記発生手段は方形波発生器である特許請求の範囲第11項に記載の装置。
16. 上記方形波発生器は、約25 KHzの周波数を

5

め上記ガイド手段と共働する案内手段と、

上記装置において上記キャリアを適正に揃えるため上記整列手段と共働するキャリア保持手段とを備えている

ことを特徴とするシステム。

9. 上記装置は更に、

上記液体サンプルのパラメータを測定する電子回路手段と、

上記キャリアを上記装置に適正に挿入しそして揃えた時に上記電子回路手段を上記電極手段に電気的に接続する手段とを備えた特許請求の範囲第8項に記載のシステム。

10. 上記装置は更に、上記装置における上記キャリアの適正な挿入及び整列にตอบสนองして上記電子回路を作動する手段を備えた特許請求の範囲第8項に記載のシステム。

11. 所定の体積の血液サンプルの導電率を測定する電子装置において、

所定周波数の信号を発生する発生手段と、

上記血液サンプルに上記信号を通す電極手段

4

有する方形波を発生する手段を備えた特許請求の範囲第15項に記載の装置。

17. 上記第1監視手段はピーク検出器を備えた特許請求の範囲第12項に記載の装置。

18. 上記第2監視手段はサーミスタを備えた特許請求の範囲第13項に記載の装置。

19. 上記温度補償手段はメモリを含むコンピュータ手段を備え、このメモリは温度補償された導電率の所定のレンジに関する情報を記憶する特許請求の範囲第14項に記載の装置。

20. 上記血液サンプルの上記温度補償導電率が上記メモリに記憶された情報のレンジ内にない時にエラー信号を発生する手段を更に備えた特許請求の範囲第19項に記載の装置。

21. 上記エラー信号にตอบสนองして可視警報を指示する手段を更に備えた特許請求の範囲第20項に記載の装置。

22. 上記エラー信号にตอบสนองして可聴警報を指示する手段を更に備えた特許請求の範囲第20項に記載の装置。

6

23. 上記温度補償された導電率信号を目で読み取れる形態に変換する表示手段を更に備えた特許請求の範囲第14項に記載の装置。
24. 上記監視された導電率をヘットクリットパーセンテージを表わす信号に変換する手段を更に備えた特許請求の範囲第12項に記載の装置。
25. 上記制御手段は上記発生手段を4秒間隔で作動する手段を備えた特許請求の範囲第1項に記載の回路。
26. 液体サンプルに対して電気的に作動するのに用いられるサンプルカードにおいて、
本体部と、
液体サンプルを受け入れるため上記本体部に形成された毛細管と、
上記毛細管内に離間関係で配設された第1及び第2の電極手段と、
所定体積の上記液体サンプルを収容するため上記毛細管によつて形成され且つ上記第1及び第2電極手段によつて境界定めされた測定セル手段と、

7

作動する装置に上記サンプルカードを挿入する時に適正な向きを確保する特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

33. 上記本体部に整列手段を更に備え、この整列手段は上記液体サンプルに対して電気的に作動する装置に上記サンプルカードを配置する時に適正な整列を確保する特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
34. 血液サンプルのパラメータを電気的に測定するのに用いられる血液サンプルキャリヤにおいて、
平らなベース部と、
上記ベース部に毛細管を形成する内面を有した中空管と、
上記内面の1部に離間関係で配置された第1及び第2電極と、
上記内面並びに上記第1及び第2電極によつて形成された測定セルであつて、測定される所定体積の血液サンプルを隔離する様な測定セルと、
上記ベース部にあり、上記第1及び第2電極

9

上記第1及び第2電極手段を電気信号に作動的に関連させる手段とを具備したことを特徴とするサンプルカード。

27. 上記液体サンプルの上記毛細管への入口を与える入口手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
28. 上記入口手段はノズルである特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
29. 利用者が上記測定セルの拡大像を見ることができるようにする拡大手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
30. 毛管現象によつて上記液体サンプルが上記毛細管へ引き込まれる時に上記毛細管内の空気を通気する通気手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
31. 上記毛細管付近で上記本体部に空所部を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。
32. 上記本体部にガイド手段を更に備え、このガイド手段は上記液体サンプルに対して電気的に

8

を血液パラメータ測定装置に電気的に関連させるパッド手段とを具備したことを特徴とする血液サンプルキャリヤ。

35. 上記毛細管の上記内面はその断面で見た時に半円形である特許請求の範囲第34項に記載のサンプルキャリヤ。
36. 上記第1電極は第1の断面半円の平坦部に沿つて配設されそして上記第2電極は第2の断面半円の平坦部に沿つて配設され、上記第1及び第2の半円は互いに実質的に平行で且つ離間されている特許請求の範囲第35項に記載のサンプルキャリヤ。
37. 上記パッド手段は、上記ベースに配設されて上記第1電極に接続された第1の導電性ディスクと、上記ベースに配設されて上記第2電極に接続された第2の導電性ディスクとを備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルキャリヤ。
38. 毛管現象によつて上記液体サンプルが上記毛細管に引き込まれる時に上記毛細管内の空気を

10

通気する通気手段を更に備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。

39. 上記毛細管付近で上記本体部に空所部を更に備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。
40. 上記本体部にガイド手段を更に備え、このガイド手段は上記液体サンプルに対して電気的に作動する装置に上記サンプルカードを挿入する時に適正な向きを確保する特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。
41. 上記本体部に整列手段を更に備え、この整列手段は上記液体サンプルに対して電気的に作動する装置に上記サンプルカードを配置する時に適正な整列を確保する特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。
42. 廃棄式液体サンプルキャリアを作る方法において、
ベース部材のノ部を成形して、毛細管の内面のノ部にし、
面を有するオーバーレイを用意し、

11

47. 半透明の物質から上記ベース部材を形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。
48. 上記半透明物質は、ポリカーボネート、ポリメタクリレート及びスチレン-ブタジエン樹脂より成る群から選択される特許請求の範囲第47項に記載の方法。
49. 上記オーバーレイを半透明物質から作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。
50. 上記オーバーレイをマイラーから作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。
51. 上記電極をステンレススチール合金で作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。
52. 上記電極配線及び固定段階は、ステンレススチール合金シートを上記オーバーレイに固定し、そして上記電極を形成する部材以外の全ての上記ステンレススチールシートをエッチング除去することを含む特許請求の範囲第42項に記載の方法。
53. 上記エッチング段階はホットエッチング段階である特許請求の範囲第52項に記載の方法。

13

2つの電極を上記オーバーレイの上記面に離間関係で配設及び固定し、そして

- 上記オーバーレイの上記面で上記毛細管の内面を完成し、且つ上記2つの電極並びに上記毛細管の内面で、測定セルを構成する容積部を形成する様に、上記オーバーレイを上記ベース部材に配置及び固定することを特徴とする方法。
43. 上記毛細管の横断面が半円形に似た形になる様に上記毛細管の上記内面を形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。
44. オーバーレイを用意するという上記段階は實質的に平らな面を有するオーバーレイを用意する特許請求の範囲第43項に記載の方法。
45. 上記毛細管の端にノズルを形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。
46. 上記ノズル形成段階は、上記ノズルの内面のノ部を上記ベース部材から形成しそして上記ノズルの内面の他部分を上記オーバーレイから形成することを含む特許請求の範囲第45項に記載の方法。

12

54. 上記オーバーレイは接着剤を用いることによつて上記ベース部材に固定される特許請求の範囲第52項に記載の方法。
55. 上記電極は接着剤を用いて上記オーバーレイに固定される特許請求の範囲第42項に記載の方法。
56. 上記ベース部材のガイド部材を形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。

14

3. 発明の詳細な説明

本発明は一般に体液の導電率を測定するシステムに係り、特に、ヘマトクリット値を自動的に測定してヘモグロビンの近似値を与えるシステムに係る。

液体サンプルを調査する方法及び装置は色々なものが知られている。或るものは遠心力に関するものであり、又或るものは検律を用いたものであり、そして更に、試験サンプルの電気的特性に基いたものもある。実質上全てのこれら既知の技術、特に医学分野の技術においては、先ず第1に各々のサンプルを隔離状態に保つことが重要である。更に別の問題は、試験サンプルから伝染病にかからない様に医師を防護することである。既知の方法及び装置では、この様を防護が極めてわずかしかなされえない。

血液の電気特性を調査する装置の例が1979年5月22日付のSteuer氏等の米国特許第30,007号に開示されている。この装置はロッド状のプローブを備え、このプローブはその尖

端に2つの導電性電極を有している。血液サンプルはこのプローブの電極に結合され、そしてヘマトクリットを測定するために血液に電流が付与される。正確な試験結果を得るためには試験のたびにプローブを完全に浄化しなければならないことは明らかである。

廃棄式血液サンプルカードの例が、昭和52年7月1日に出願された本出願人の特願昭52-78,968号に開示されている。該特許出願に開示された血液サンプルカードは、電気絶縁材で作られた実質的に平らなベース部を備えた廃棄式血液サンプルキャリアである。このカードは殺菌され、予めパッケージされ、そして1回使用した後に廃棄される。このカードのベース部には、血液サンプルを受け入れるために凹所がある。この凹所は毎回1滴の血液を受け入れる様な寸法にされ、そして凹所の容積は0.05 mL程度であると述べられている。この凹所には電極が配置され、そしてこれら電極は、例えば前記米国特許第30,007号に開示された様に電気回路によつて

15

血液サンプルの電気的特性を評価する装置に接続される。

上記した測定装置及び血液サンプルカードは現状技術の模範であると考えられる。それでも尚、液体サンプルを簡単に、安全に、然も正確に電気的に評価するシステムが要望されている。本発明は、この要望を満たすことに向けられる。

本発明は一般に電気手段によつて液体サンプルを試験することに係る。特に本発明は医学の分野に利用され、特に全血サンプル及びそれと同様のものの導電率を調査するのに利用されると認められる。

特に、本発明によるシステムは、測定器、及び廃棄式血液サンプルカード即ちキャリアを備えている。測定器は手に保持されるバッテリー作動装置であり、ヘマトクリット値の様な血液導電率を素早く且つ簡単に測定するのに使用されるものである。この測定器は廃棄式サンプルカードを受け入れ、このサンプルカードは血液の様な液体サンプルを1回運搬してそれを測定器へ付与するのに用

17

16

いられる。

上記測定器は、ヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似等価値をデジタル表示する構成体を有している。上記測定器には外部スイッチがなく、廃棄式サンプルカードを測定器へ挿入した時に自動的に電力が付与される。

本システムに用いられる測定技術は良く知られた導電率の原理に基くものである。簡単に言えば、この原理は、血清が導体として働きそして赤血球が絶縁体として働くというものである。適当に定めた体積及び温度の全血サンプルに交流電流を通した場合には、その導電率が単位体積当たりの赤血球の数に対して逆に関係付けされる。それ故、血液サンプルの導電率が分れば、ヘマトクリット値を決定することができる。

又、血清は、血液の導電率に直接影響するやや極端な温度係数も示す。それ故、本発明のシステムは血液サンプルの温度も測定し、そしてこのデータを導電率測定値と共に用いて、ヘマトクリット値を計算する。ヘモグロビンの近似値も与えら

-225-

18

れる。本発明のシステムでは、ヘマトクリット値を3で除算することによりヘモグロビンが決定される。

好ましい実施例では、血液サンプルカードは、プラスチックで精密にモールドされた小容積の導電率セルであり、このセルはステンレススチール合金の内蔵電極を有している。基本的には、このサンプルカードは平らなベース部を備え、これには毛細管が形成される。この毛細管の端に配置されたノズルは、血液サンプルを毛細管に入れるための入口をなす。第1及び第2の電極が毛細管内に隣接関係で配置され、毛細管内に成る容積を形成する。毛細管内でこれら2つの電極間に形成されたこの容積が導電率セルを構成する。

各々の電極は導電性のパッドに電気的に接続され、この導電性パッドは血液サンプルの導電率を測定するために測定器に含まれた電子回路に血液サンプルを関連させる手段をなす。

本発明の技術によれば、測定器は基本的に、サンプルカードの血液サンプルから得たデータを処

理する電子部分と、血液サンプルカードを測定器内に配置するフロントエンド機構と、測定器でなされたヘマトクリット値測定の結果を目で読み取れる形態で表示するデジタル表示装置とを具備している。

測定器のフロントエンド機構は、測定器内にサンプルカードを適正に挿入させる様にブロック即ちベース部に関連された案内部材を含んでいる。ベース部は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはアルミニウムである。

測定器内のローラ組立体はサンプルカードをベース部の上面と密接接触状態に保持する。電気接点組立体を含む一般的にL字型のブラケットもフロントエンド機構の1部として設けられている。このL字型ブラケットはフロントエンド機構に格納され、従つてサンプルカードを挿入した際に接点組立体が廃棄式サンプルカードのパッドと電気的に関連せしめられる。

毛細管内の血液サンプルと廃棄式サンプルカー

19

ドの底との距離は、マイラーの様なプラスチック物質の非常に薄いシートを用いることにより最小に保持される。これは、サンプルカードを測定器内に配置する時に血液サンプルがフロントエンド機構のベース部と密接接触する様に行なわれる。この様にして、血液サンプルは、非常に短い時間の後に、ベース部の温度になる。サンプルカードを測定器へ挿入した時に血液サンプルが位置される場所付近で、フロントエンド機構のベースに、サーミスタが埋設される。この様にして、血液サンプルの温度でもあるベース部の温度に関連したデータを測定器内の電子回路に与えて後で処理することができる。

各々の電気接点組立体は、血液サンプルに励起電流を付与すると共に血液サンプルの導電率を測定するため電子回路に接続されたリード線を備えている。

廃棄式サンプルカードの構造体は、同様の公知装置に勝る顕著な効果を数多く発揮する。廃棄式サンプルカードは血液サンプルに容易に毛管現象

21

20

を与え、そして患者又は試験管からの直接的なサンプル採取を容易にする。廃棄式サンプルカードは半透明であり、そして毛細管区分は拡大領域を与え、従つて血液サンプルのエアポケットやその他の不連続部が容易に明らかとなる。サンプルカードの上面において、毛細管区分の拡大領域は隆起を呈し、これは廃棄式サンプルカードを測定器のフロントエンド機構へ押し込む際に位置設定体として働く。廃棄式血液サンプルキャリアの底と毛細管内の血液サンプルとの距離は、フロントエンド機構の熱伝達ベース部と血液サンプルとの間の熱伝達を良好にする様に最小に保たれる。更に、サンプルカードは血液サンプル付近に切欠部を含み、これは血液サンプルの領域の熱質量を減少する様に働き、それにより血液サンプルとベース部との間の熱伝達を促進する。

サンプルカードに組合わされる測定器は、自蔵式の充電型バッテリーによつて付勢され、そして完全に携帯式である。操作者に用いられるスイッチや調整器や校正器はなく、電源スイッチすらない。

22

廃棄式サンプルカードを挿入すると電源がオンになり、そしてサンプルカードを取り出すと電源がオフになる。

従つて本発明の主たる目的は、液体サンプルの導電率を素早く且つ正確に測定するシステムを提供することである。

本発明の別の目的は、患者又は試験管から直接取り出した血液サンプル内のヘマトクリット値を測定するため廃棄式サンプルカードを用いた完全携帯型システムを提供することである。

本発明の更に別の目的は、液体サンプルを受け入れそして電気手段によつてこのサンプルの特性を決定するための廃棄式サンプルカードを提供することである。

本発明の更に別の目的は、サンプルの交配汚染を回避しそして医師が病気にかかるおそれを少なくする様にして体液を試験する技術を提供することである。

本発明の更に別の目的は、ヘマトクリット値の測定の際に体液を電気的に評価するための廃棄式

23

10は手に保持されるバッテリー作動型の装置であり、血液の導電率例えばヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似値を素早く且つ簡単に測定するのに用いられるものである。この測定器は、液体サンプル例えば血液を1回運搬してこの測定器へ付与するのに用いられる廃棄式サンプルカードを受け入れる。

測定器10は、ヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似等価値を読み出すデジタル表示装置14を備えている。測定器10には外部スイッチがなく、廃棄式サンプルカード12を測定器へ挿入した時に電力が自動的に付与される。

好ましい実施例においては、血液サンプルカードはプラスチックで精密にモールドされた小容量導電率セル即ち測定セルであり、これはステンレススチール合金の内蔵電極を有している。基本的に、サンプルカード12は毛細管18が形成された平らなベース部16を備えている。毛細管の端に配置されたノズル20は、血液サンプルを毛細管へ入れる入口をなす。第1及び第2の電極22

25

サンプルカードを提供することである。

本発明の更に別の目的は、最低限のコストで容易に製造される廃棄式サンプルカードを提供することである。

本発明の更に別の目的は、廃棄式サンプルカードの挿入に反応して測定器を作動して該カードに含まれた液体サンプルを電気的に測定する様な機構を備えた測定器を提供することである。

本発明のこれら及び他の目的並びにそれに付随する多数の効果は添付図面を参照した以下の詳細な説明より容易に明らかとならう。

本発明は一般に電気手段によつて液体サンプルを試験することに係る。特に本発明は医学の分野に用いられ、特に全血サンプル及びそれと同様のものの導電率を調査するのに用いられると認められる。

特に、第1図を参照すれば、本発明によるシステムは参照番号10で一般的に示された測定器と、参照番号12で一般的に示された廃棄式血液サンプルカード即ちキャリアとを備えている。測定器

24

及び24は毛細管内に離間関係で配置されそして毛細管内に或る容積を形成する。毛細管内で2つの電極間に形成されたこの容積は導電率セル即ち測定セル26を構成する。

電極22及び24の各々は導電性ディスク即ちパッド28及び30に電気的に接続され、このパッドは液体サンプルの導電率を測定するために測定器に含まれた電子回路32と血液サンプルを関連させる手段をなす。

測定器は基本的に、サンプルカードの血液サンプルから得たデータを処理する電子部分32と、測定器内に血液サンプルカードを配置するフロントエンド機構34と、測定器で行なつたヘマトクリット値測定の結果を目で読み取れる形態で表示するデジタル表示装置14とを備えている。

測定器10のフロントエンド機構34は、測定器内にサンプルカード12を適正に挿入する様にブロック即ちベース部40に関連された案内部材36を備えている。ベース部40は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好ましい。この様

26

な物質の1つはアルミニウムである。

測定器内にあり参照番号42で一般的に示されたローラ組立体は、サンプルカードをベース部の上面と密接接触状態に保持する。電気接点組立体46及び48を含む一般的にL字型のブラケット44もフロントエンド機構の1部として設けられている。このL字型のブラケットはフロントエンド機構に格納され、従つてサンプルカードを挿入した際には接点組立体が廃棄式サンプルカード12のパッド28及び30と電気的に関連せしめられる。

液体導電率測定システムについて簡単に述べたが、廃棄式血液サンプルカード及び測定器を以下に詳細に説明する。

第4図ないし第8図を参照すれば、12で一般的に示された廃棄式血液サンプルキャリアの好ましい実施例が示されており、このキャリアは基本的にほぼ平らな本体16を備え、この本体は毛細管18を形成し、この中には2つの離間された電極22及び24が位置される。これら電極22と

27

的になめらかに且つ連続的に面からそつたカーブ区分である。

主本体部の前端付近には、横方向に延びた立上つた部分70が形成され、その1部は主本体の側壁を越えて延びる時に翼部66をさえ切る。半円筒状の横方向に延びたグループ72が上記立上つた部分70によつて本体部12の下面58に形成される。

典型的にマイラーの様な適当なプラスチックで作られたオーバーレイ74が本体部の下面58に接合固定される。このオーバーレイ74は、半円筒グループを完全にカバーして毛細管18を形成する様にダイで切断され、毛細管18は患者の指又は試験管から血液サンプルを受け取るノズル部分20を有している。

1対の電極22及び24がこのオーバーレイに接合固定され、そしてこのオーバーレイと本体部の下面との間に挿入される。これらの電極は、毛細管内に横方向に延び且つ離間されて測定セル26を形成する様に配置される。各々の電極はデ

特開昭56-79242(8)

24との間に配置された毛細管18の部分は導電率セル即ち測定セル26を形成し、該セルにはヘマトクリット値の測定中血液サンプルが貯留される。各々の電極には導電性パッド28及び30が関連され、これらのパッドは測定セル26を測定器10にインターフェイスするのに用いられる。

第4図ないし第7図に最も良く示された様に、サンプルカード12は細長い実質的に平らな本体部16を備え、この本体部は典型的に半透明のプラスチック物質例えばLEXANないしはプレキシガラスで作られる。この本体部の長さは典型的に2.50インチ(6.25cm)であり、一方その巾は典型的に1.44インチ(3.6cm)である。第3図ないし第5図と共に、測定器に対する意図された使用位置で血液サンプルキャリアを示した第8図を参照すれば、主本体16は平らな上面56及び平らな下面58を形成する。本体16は前壁60及び後壁62で終わる。本体部16の側部の各々は上面56で構成する面からそつた翼部64及び66で終わる。断面で見た時、各々の翼部は典型

28

イスク状の導電性パッド28、30で終わり、このパッドは以下に詳細に述べる様に測定器10に関連して使用される。主本体部16は1対の穴80及び82を含み、これらの穴はディスクパッド28及び30を経て測定セル26を測定器とインターフェイスせしめる。

毛細管の他端は小さな穴86で終わり、この穴は毛管現象によつて毛細管内へ血液サンプルを引き込む時に毛細管内の空気を排気する手段をなす。立上つたリム88がこの穴86を完全に取り巻き、このリムはサンプルカードの製造中に溶結、試験及び界面活性剤の添加に用いられる一般の自動液体付与器に使用するためのインターフェイスをなす。

主本体は、毛細管の付近に、大きな長方形切欠部90を含み、この切欠部は血液サンプル付近の領域において本体部の熱質量を下げるのに使用される。この長方形切欠部の典型的な寸法は約3.02cm×1.49cmである。

血液サンプルキャリアの付加的な構造及び特徴

29

-228-

30

は、ヘマトクリットを自動的に測定するのに用いられる測定器10とサンプルカード12との関連について述べる際に説明する。然し乍ら、この点においては、サンプルカードをいかに製造するかということについて述べる。

主本体部12は一般の射出成形技術によつて製造され、そして毛細管18内に容易に毛管現象が生じる様にするため濡れ特性の良いプラスチック物質で作られる。更に、プラスチック物質は半透明でなければならぬ。主本体部は、ポリカーボネート(LEXAN)、ポリメチルメタクリレート(プレキシガラス)、又は或る形式のステレンブタジエン樹脂(K樹脂)の様な物質で作られる。

オーバーレイ74は次の様にして作られる。接着性が失なわれるのを防止するため両面接着シートはその両面に裏張り用紙を有している。この接着シートは片面から裏張りを剝し、そして露出した接着面をマイラーシートにのせる。次いで接着シートの反対面の裏張り用紙を剝し、そして0.0/27mmの典型的な厚みを有するステンレス

31

を戻し、そしてオーバーレイは第3図に示した形状にダイで切断される。

エッチング技術を用いずに別の方法を用いて電極をオーバーレイに固定することも意図される。ステンレス鋼のリボンやオーバーレイに直接付与しそしてオーバーレイの接着剤に固定する時にダイで切断してもよい。

オーバーレイから裏張り用紙を剝しそして一般の圧延技術を用いてオーバーレイと主本体部16とを一帯に圧着することにより主本体部16がオーバーレイ74に接着される。本体部16の下面58におけるマイラーの位置は精密なものではなく、毛細管18が正しく形成されそして2つのステンレス鋼電極22、24が実質的に直角に毛細管を横切る様にされればよい。

第8図ないし第7図を参照し、測定器10のフロントエンド機構34を詳細に説明する。このフロントエンド機構は測定器でヘマトクリット値の測定を開始するためにサンプルカード12を受け取る。第8図は意図された使用位置で機構34

33

スチールのシートを露出した接着面に接着する。このステンレス鋼は不動態化してからマイラーシートに固定される。それにより、マイラーに接着されたステンレス鋼より成る被膜層が形成される。

電極22、24及びディスクパッド28、30が形成されるところ以外の全ての場所でマイラーシートからステンレス鋼を除去するために一般のエッチング技術が用いられる。電極及びディスクパッドを被覆すステンレス鋼の領域は、電子印刷回路板の製造に一般に用いられる型式の如きホトレジストで被覆される。ステンレス鋼及びホトレジストは露光され、次いで塩化第二鉄の様なエッチング剤が塗布される。エッチング剤は接着剤を犯さない型式のものである。それにより2つの電極22、24及びそれに関連したディスクパッド28、30がマイラーのオーバーレイ74上にエッチングされ、ステンレス鋼以外の場所はどこも接着性の表面である。このエッチングされたオーバーレイ上に裏張り用紙

32

を示しており、測定器の筐体11は取り外されている。

フロントエンド機構34は基本的にベース部40を備え、サンプルカードを測定器へ挿入する時にサンプルカードを位置設定する案内ブロック36がこのベース部に取り付けられる。強力ローラ組立体42及び電気接点組立体43がこの基準ブロックに枢着される。

基本的に、血液サンプルが充填された廃棄サンプルカード12は、モールドされた指示矢印92が上になつて測定器の方向を指す様に保持され、次いで測定器の対向縁に設けられた開口94へ挿入される。機構34の2つの接点組立体46及び48はサンプルカード12のパッド28及び30と電気的に接触をなす。測定器の電子部分32はサンプルカードを検知し、血液サンプルの導電率を測定し、ヘマトクリットパーセンテージを計算し、そしてそれをデジタル表示装置14に表示する。

第8図において意図された使用位置で示された

34

様に、フロントエンド機構34は正六面体の形態のベース部即ち基準ブロック40を備えている。このブロックは上面100を形成し、サンプルカードはこの上面にのせられ、次いでフロントエンド機構内に位置設定される。又、ブロック40は下面102も形成し、該面により機構34はネジ（図示せず）の様な適当な緊定手段を用いて測定器10の筐体11内に装着される。ブロック40は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはアルミニウムである。

ブロック40の上面には細長い案内部材36が取り付けられ、これはネジ104の様な適当な緊定手段によつてブロックに固定される。サンプルカードの翼部分64を保持するグループ106は、測定器内にサンプルカードを適正に案内できるに充分な距離だけ案内部材36の長さに沿つて延びる。

第8図、第13図及び第14図に最も良く示された様に、1対の直立体108及び110が離間

関係で上面の後部付近に配置されている。これら直立体108及び110に含まれた穴114及び116内にピボットピン112が固定され、そして案内部材36のガイドグループ106に対して一般的に直角な枢軸をなす。このピボットピン112にヨーク118が枢着される。このヨーク118はピボットピン112を受け入れる長手方向ボア122を有する本体部120と、124で一般的に示された横方向に延びたヨーク構造体とを備えている。ヨーク構造体124は1対の横方向に延びたアーム126及び128を備え、これらアームは本体部120から測定器10の前部に向う方向に延び出ている。各々のアームは直角の直立体130及び132で終わる。これら直立体はクロスバー134で結合される。

ヨーク118において、各々の直立体130、132がその関連アーム126、128と出合うところに、ピボットピン140を受け入れるボア136、138が設けられている。前記した様に、このピボットピンは案内部材36のグループ

106に対して実質的に垂直な軸を形成する。

外側の管144及びハブ146より成る弾性ローラ142はピボットピン140に回転可能に装着される。管144は弾力性のある物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはコハクテックスである。一方、ハブ146は典型的にナイロンで作られる。

アーム126、128の各々はボア150、152を含み、このボアはアームが本体部120から出て来たところのすぐ前に配置される。これらのボア150及び152内にはピボットピン154が固定され、このピボットピンによつて定められる回転軸は案内部材36のグループ106に対してほぼ垂直である。典型的にDelrinでモールドされた一対のL字型の接点ブロック44がこのピボットピンに枢着される。この接点ブロック内には1対の電気接点組立体46及び48が配置され、これら接点組立体はサンプルカードがフロントエンド機構34へ作動的に挿入された時にこれら組立体の1方がディスクパッド28及び

30の1方と接触をなす様にブロックに配置される。

第11図を参照すれば、各々の接点組立体は一段のバネ負荷された接点機構である。例えば接点組立体46を用いると、圧縮バネ160は接点162を組立体から外方に常時押し出す様にする。この様にして、サンプルカードを測定器へ挿入した時に接点162とスチールパッド28との間に確実な接触が得られる。

接点162から離れた方の接点ブロック44の反対側に、接点組立体46の接点164が設けられる。この接点には電気ワイヤ166が取り付けられ、そしてこの領域において接点組立体はモールドブート168でカバーされ、このブートは典型的にシラスチックで作られる。

第13図及び第16a図を参照すれば、支柱170は直立体110から離間されてその若干前方にあり、この支柱170はトーションバネ174の1端を受け入れる穴172を含んでいる。トーションバネ174の他端はヨーク118のア

ーム128に固定される。このパネ174はヨーク118ひいては弾性部材142を基準ブロック40の上面100に押しつける様に働く。第2のトーションパネ176(第7図)がピボット154に配設され、このパネの一方のレッグは接点ブロック44の下面に圧着しそして他方のレッグは基準ブロック40の上面100に圧着する。このトーションパネ176は接点ブロック44の接点組立体46及び48を基準ブロック40の上面100から常時離す様に働く。

第13図及び第11図に最も良く示された様に、サーミスタ182を受け入れるガブ180が基準ブロックに設けられており、このサーミスタはこのガブ内の位置に入れられる。ガブ180の終端領域184は、サンプルカードが挿入された時に血液サンプルが配設される上面100の部分にサーミスタが比較的接近して配設される様に設けられる。この一般的な領域が第11図に186で示されている。

第13図及び第11図を続けて参照すれば、案

39

サンプルカード12及びフロントエンド機構34の構造細部を以上に述べたが、血液サンプルを測定器10へ適正に付与してその後でヘマトクリット値を測定するためにサンプルカード及びフロントエンド機構がいかにして互いに相互関係するかを以下に述べる。

廃棄式の血液サンプルカード12及び測定器10は、ヘマトクリット値を測定する本発明のシステムを構成する。本質的に、血液サンプルキャリア12は小容積(0.02cc)の遊離率セルである。このキャリアは、ステンレススチール合金の内蔵電極22及び24を有する精密モールドプラスチック部品である。この血液サンプルカードは血液サンプルを操作者からも測定器からも確実に隔離する。この血液サンプルカードの利点は、製造業者から供給された時にそのまま使用でき、予め調整は不要であり、そして1回使用したら、測定後の浄化をせぬまま廃棄されるということである。

サンプルカード12の毛細管18に含まれた血

内部材36は細長い空胴190を含み、この空胴は案内部材の後部から案内グループ106内に充分に延び込んでいる。この空胴内には部材192が配設され、この部材192は空胴190の断面に良く似た形状を有し、従つて部材192はこの空胴内にスライド式にマウントされる。好ましい実施例では、部材192は空胴の一般的に円筒の形状に嵌着する円筒形状を有している。

この円筒部材192は典型的に管即ち被194を備え、その内には永久磁石196が固定される。この永久磁石は適当なエポキシ198を用いることによつて管内に入れられたサマリウムコバルト磁石であるのが好ましい。円筒部材192はそれ自体が案内部材36のグループ106内に存在する様に空胴190内に配設される。この空胴内で磁石の後方に配設されるのは圧縮パネ200であり、これは磁石部材192を常時前方に押しやる。磁石部材192及びパネ200は空胴の後部を蓋する適当なキャップ202によつて空胴内に保持される。

40

血液サンプルは、予めの希釈も抗凝血剤の添加段階もない状態で患者から採取した時にそのまま使用される。この廃棄式血液サンプルカードには次の様にして血液サンプルが充填される。患者の場合には、血液サンプルを取り出すべき領域例えば指又は耳たぶが先ず初めにイソプロピルアルコールで洗浄化される。次いでこの領域は乾燥せしめられ、その後ランセットで穿刺が行なわれる。血液の最初の1滴はきれいなガーゼでぬぐわれる。サンプル領域を締めつけることなく、サンプルカードのノズル20が穿刺の場所に置かれ、そして毛管現象によつて血液サンプルが毛細管18へ引き入れられる。血液は、両電極22及び24をカバーしそしてそれらの間の容積部26をカバーする様に毛細管18に充填されねばならない。血液サンプルには、気泡や泡や凝塊等があつてはならない。毛管現象を促進するために廃棄式サンプルカードを軽くたたくことが必要とされることも時々ある。

研究室サンプルの場合には、血液サンプルは、最初の静脈穿刺が行なわれた時に添加された抗凝

血剤と密かに混合される。付加的な抗凝血剤を添加する必要はない。サンプルカード12のノズル20は研究室の血液サンプル付近に配置され、そして前記した様に毛管現象によつて血液サンプルが毛細管18に引き込まれる。

血液サンプルをサンプルカードに採取する際には、カードの幾つかの有利な特徴に注目されたい。血液サンプルカードは半透明であるから、利用者は血液サンプルキャリヤを上に向けて光を受ける様に保持し、このキャリヤを通して観察し、そして血液サンプルの不連続部がない様にすることができる。毛細管区分70は拡大領域を与え、従つて血液サンプルのいかなる小さなエアポケット即ち不連続部も容易に明らかとなる。

ヘマトクリット値を正確に測定するためには、血液に対して2つのもの、即ち導電率及び温度、を知ることが必要である。容易に明らかな様に、サンプルカードの毛細管18内の容積26は非常に小さく、血液サンプルの温度を直接得ることは非常に困難である。それ故、本発明では別の解決

43

サンプルカードが案内部材のグループ106及びブロック40の上面100に沿つて進むにつれて、毛細管の隆起部70はローラ142と当接する(第10図)。この隆起部70がローラ142の下を通るや否や、トーションパネ174がローラを血液サンプルカードの上面56に押し付けそして該カードの下面58をブロック40の上面100と密接接触状態に保持する(第11図)。

サンプルカード12の前端60はL字型ブラケット156を押し(第10図)、そして2つの接点組立体46及び48はサンプルカードの穴80及び82へと押し下げられ、2つの電極22及び24と関連されたパッド28及び30と電気的接触をなす(第11図)。接点組立体はバネ負荷されているから、組立体46、48の接点162とパッド28、30との間には確実な接触が得られる。

読みを得た後、サンプルカードが取り出され、そしてL字型ブラケット156は元の位置へと移動する。サンプルカード12の毛細管隆起70は

策がとられている。

読み取りを行なうべき時には、血液サンプルカードは、測定器10のノズル部を形成するフロントエンド機構34の基準ブロック40の上面100と密接接触する様に圧着される。基準ブロック40は熱伝導特性の良い物質で作られる。この様な物質のノズルはアルミニウムである。従つて血液サンプルカードがブロックに対して圧着された状態では、血液サンプルの温度がブロックの温度にせしめられる。従つてブロックに埋設されたサーミスタ182は血液の温度の正確な読みを与える。

ヘマトクリット値の読みを得るために簡便式サンプルカードを測定器内に挿入する際は、血液サンプルカードは、測定器10の入口94に対し、該カードの矢印92が該入口を指し且つ毛細管18の隆起部70が最も上になる様な向きにされる。次いでサンプルカードは測定器のフロントエンド機構34内に挿入され、該カードの翼64が案内部材36のグループ106に沿つて進む様にされる(第8図)。

44

再びローラ142の下に当たり、そしてローラの下を通過した後、サンプルカードは自由に除去される。

測定器10のノズルの有利な特徴は、接点組立体46及び48を清掃し易いということである。測定器10は、ヨーク118及びローラ組立体42を露出させる様に指ではじき上げられるカバー220を備えている。操作者はヨークのクロスピース134を把持しそして第12図及び第16b図に示された様に組立体42を上部カバーから引き出す。これは接点組立体46、48並びにその周囲領域を清掃し易い姿勢にし、従つて血液が付着したり凝血することのあるブロック領域全体を清掃することができる。

試験血液サンプル中のヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似値の可視的な読みを作り出すことに関連した電子回路が第18図に概略的に示されている。基準電圧200の出力202はパッド28、30、接点組立体46、48並びにリード線166を経てサンプルカード12の電極22、

24へ作動的に接続される。この基準電源は直流成分を持たない交流結合方形波発生器であり、約25 KHzの方形波周波数を有している。ライン202の出力はカウンタ204によつて発生され、このカウンタはライン206に25KHz方形波信号を発生する。この信号はナンドゲート208に送られ、その出力は増巾器210を通過した後ライン202に現われる。以下に述べる様に、マイクロコンピュータ220からの信号はライン212に現われ、そしてナンドゲートに送られる。この様にして、基準電源により発生される励起電流はマイクロコンピュータの制御の下で4秒ごとに約0.5秒の時間中血液サンプルに付与される。

更に、サンプルカード12の電極22、24はパッド28、30、接点組立体46、48並びにリード線166を経て導電率-電圧コンバータ214の入力に接続される。この導電率-電圧コンバータ214はピーク検出器216と増巾器218との直列結合体を備えている。増巾器218の出力はライン222を経てアナログ-デジタル

47

にも信号を発生し、この信号はLEDの如きライト242を作動し、測定器が計算中であることを指示する。又、マイクロコンピュータはライン244にも信号を発生してライト246を作動し、エラーを指示する。更に、マイクロコンピュータはライン248にも信号を発生し、一般のビーパ（ビーという発信音を出す装置）250を間欠的に作動する。計算、エラー及びビーパ信号の詳細については以下で述べる。測定器に関連した回路はバッテリーパック252によつて付勢される。リードスイッチ191が閉成した時には、バッテリーパックからの電圧が電圧調整器254を通り、その出力はライン256に現われる。電圧調整器の出力は測定器の電子回路を付勢するのに用いられる。

測定器の電子回路を構成する成分について述べたが、この回路の作動について以下に説明する。良く知られた様に、血液に電流が流れる時には、血液が電極面において分極する傾向があり、そして導電率は時間と共に低下する。この作用は特定

コンバータ224へ送られる。

試験血液サンプルの温度は温度-電圧コンバータ226によつてアナログ電圧に変換され、このコンバータはサーミスタと増巾器228との直列接続体を備えている。増巾器228の出力はライン230を経てアナログ-デジタルコンバータ232へ送られる。

マイクロコンピュータ220は一般の設計のものであり、好ましい実施例では、カリフォルニア州サンタクララのIntel Corporationにより製造された型式8748/8048である。このマイクロコンピュータは、アナログ-デジタルコンバータ224及び232のデジタル出力を取り出し、そして以下で詳細に述べる様にこのデータ进行处理し、ヘマトクリット値の表示をヘマトクリット表示装置236にそしてヘモグロビンの近似値を表示装置238に発生する。表示装置236及び238は一般設計のものであり、好ましい実施例では各々3数字LED表示の形態をとる。

又、マイクロコンピュータ220はライン240

48

の基準電源を用いることによつて最小にされる。この様にして、血液を介しての導電率は方形波的に変化する。増巾器218と回路接続されたピーク検出器216は基準電源200と同様に血液サンプルキャリア12の電極22及び24間に接続される。ピーク検出器216は、方形波の先縁及び後縁の直後に血液サンプルの導電率の大きさが測定される様にする。これは血液の分極によつて生じる不正確さを最小にする。ピーク検出器の信号は増巾され、次いでアナログ-デジタルコンバータ224へ送られる。

サーミスタ182によつて発生された信号は増巾器228で増巾された後別のアナログ-デジタルコンバータ232へ送られる。アナログ-デジタルコンバータ224及び232は1つのアナログ-デジタルコンバータと取り替えられてもよく、この場合このコンバータはピーク検出器及びサーミスタの信号を受け取つてマルチプレクスする一般のマルチプレクサに関連して使用されることが理解されよう。

49

-233-

50

従つて、アナログ-デジタルコンバータ224は廃棄式サンプルカードの血液サンプルの導電率を表わすデジタル信号をその出力として有し、一方第2のアナログ-デジタルコンバータ232は血液サンプルの温度を表わすデジタル信号をその出力として有する。これらの出力はマイクロコンピュータ220へ送られ、このマイクロコンピュータ220は調査表を用いることによりヘマトクリット表示装置236に信号を与えてヘマトクリット値の読みを目で読み取れる形態で与え、且つヘモグロビン表示装置238へも信号を与えてヘモグロビンの近似値を目で読み取れる形態で与える。

調査表を調べる前に、マイクロコンピュータは2つの条件が満足される様にする。第1の条件は、アナログ-デジタルコンバータ224の出力から得た2つの連続した導電率信号が互いに約0.1ヘマトクリットパーセンテージ内にあることである。第2の条件は、アナログ-デジタルコンバータ232の出力からの2つの連続した温度信号が互

51

7ないし80分のレンジ内の既知のヘマトクリットパーセンテージを有する種々の血液サンプルに対して繰り返された。この様にして1組の温度補償曲線が作り出された。次いでこの情報はマイクロコンピュータのメモリ内に永久的に記憶された。

従つて、マイクロコンピュータが、温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを指示する信号を発生したい時には、マイクロコンピュータはアナログ-デジタルコンバータ224から導電率信号を取り出しそしてそれに応答して適当な調査表を選択し、それにより試験血液サンプルの検出された導電率に基いたヘマトクリットパーセンテージを発生する。それと同時に、マイクロコンピュータはアナログ-デジタルコンバータ232の出力から温度情報を取り出し、そして適当な調査表に質問を出して、試験サンプルの温度に基いた所定の補償量を決定する。次いで、修正係数が、補償されていない導電率の読みに加算されるか、又はそれから計算され、温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを表わす信号を発生する。

53

いに約0.1内にあることである。これらの両条件が満たされると、マイクロコンピュータは調査表を質問し、そして温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを表わす信号を発生する。

導電率測定システムの好ましい実施例では、メモリに永久的に記憶された調査表は、既知のヘマトクリットパーセンテージを有する血液サンプルに対し既知の温度レンジに亘つて導電率の試験を行なうことによつて作られたものである。次の様にして1群の曲線が作り出されそしてデジタル化されてマイクロコンピュータのメモリ内に記憶される。10ないし46℃のレンジ内の所与の温度に対し、7ないし80分のレンジ内の既知のヘマトクリットパーセンテージを有する充分な数の血液サンプルの導電率が試験された。これは前記レンジ内の種々の温度に対して充分な回数繰り返された。それと同時に、サンプルの導電率に対する温度の影響を示すために、上記温度レンジに亘り既知のヘマトクリットパーセンテージを有する血液サンプルの導電率が試験された。この手順は、

52

この信号は次いでヘマトクリットパーセンテージとして、目で読み取れる形態で表示される。

測定器を適正に機能させるため、マイクロコンピュータ220は一般の制御技術を用いて測定器作動の可視指示を操作者に与える。ライト242は血液サンプルが安定化するに要する時間中フラッシュし、従つて測定器が計算中であることを指示する。この安定化時間は典型的に10ないし40秒である。マイクロコンピュータが、コンピュータメモリに含まれた調査表においてヘマトクリットパーセンテージを調べた後、ライト242は消え、そしてヘマトクリットパーセンテージが可視的な読みとしてヘマトクリット表示装置236に表示される。

マイクロコンピュータのメモリは、10ないし70分のヘマトクリットレンジの調査表を含んでいる。それ故、導電率に基いた表及びそれに対して与えられた温度情報をコンピュータが見い出せない場合には、コンピュータはエラーライト246を点灯せしめる。所定の時間、例えば40

54

秒の終りに、有効な読みが得られない場合には、エラーライト246が点灯し続ける。

マイクロコンピュータの制御の下で、ビーパ250は、廃棄式サンプルカードが測定器内に適正に配置された時にビーという音を発生する。ビーパ250は血液サンプルの試験中は停止され、そしてヘマトクリット値及びヘモグロビンの読みが表示された時に再びビーという音を発生する。その後、ビーパは10秒ごとにビーという音を発生し、廃棄式サンプルカードが測定器内にまだ含まれていること及び測定器が作動してバッテリーの電力消費を招くことを操作者に警告する。又、マイクロコンピュータはエラーライト246がオンの時にビーパを作動せしめる。

バッテリーパック252は第3図に示した様に測定器内に配置される。好ましい実施例では、バッテリーパックは7個の充電式ニッケル-カドミウムセルを用いている。バッテリーパックの1部として充電ジャック256があるので、これらのセルはユニット内にある間に充電することもできるし、

ユニットの外部にある時に充電することもできる。

第3図を参照すれば、充電ジャックは、バッテリーパックが測定器内に配置された時には測定器10の側部のスロット258を通してアクセスでき、そしてバッテリーパックが測定器の外部にある時は直接アクセスできる。

又、測定器は、携帯取手260と、予めパッケージされた廃棄式サンプルカードを保管する保管区画窓262とを有している。

本発明の好ましい実施例について説明したが、本発明の範囲から逸脱せずに種々の変更及び変型が当業者に明らかであろう。この様な変更及び変型は全て特許請求の範囲に包含されるものとする。

4.図面の簡単な説明

第1図は液体導電率測定システムに用いる測定器の好ましい実施例を示す斜視図であり、フロントエンド機構のカバーを仮想線で示した図、

第2図は第1図に示された測定器の上面図であり、フロントエンド機構のカバーを配置したところを示した図、

55

第3図は第1図に示された測定器の側面図、
第4図は廃棄式サンプルカードの好ましい実施例を構成する素子を示した分解斜視図、
第5図は第4図の5-5線に沿った図、
第6図は第4図の6-6線に沿った図、
第7図は第4図に示された廃棄式サンプルカードの底面図、

第8図はサンプルカードを挿入しようとする状態で測定器のフロントエンド機構の実施例を示した斜視図、

第9図ないし第12図は第8図に示されたフロントエンド機構から部分的に破断された長手方向区分を示す図、

第13図は第8図に示されたフロントエンド機構の上面図、

第14図は第8図に示されたフロントエンド機構の上面図であり、種々のピボットピン及びそれらの取り付けを示すために部分的に破断した図、

第15図は第8図に示されたフロントエンド機構の部分破断側面図、

57

-235-

56

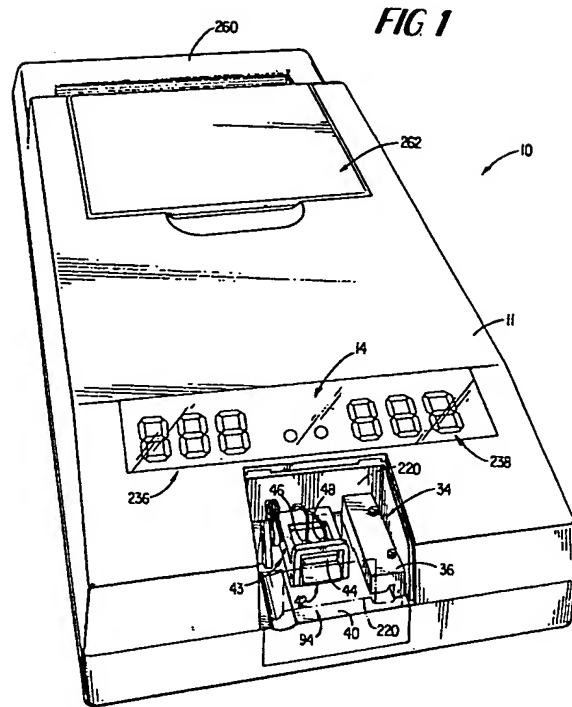
第16a図、第16b図及び第17図は第8図に示されたフロントエンド機構のヨーク及びローラ組立体を示す部分側面図、そして

第18図は測定器に関連された電子回路を示すブロック図である。

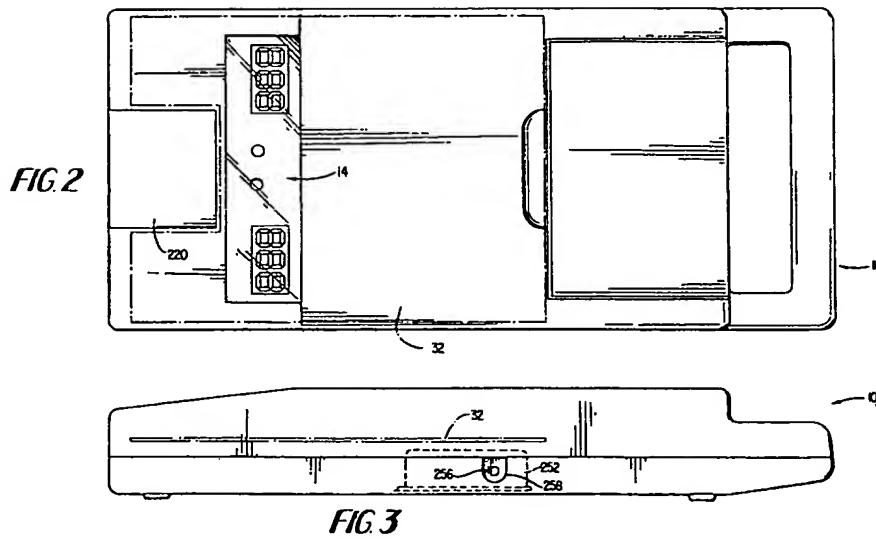
- 10... 測定器、
- 12... 廃棄式血液サンプルカード即ち
キャリア、
- 14... デジタル表示装置、
- 18... 毛細管、
- 20... ノズル、
- 22、24... 電極、
- 28、30... 導電性ディスク即ちパッド、
- 32... 電子回路、
- 34... フロントエンド機構、
- 36... 案内部材、
- 40... ブロック即ちベース部、
- 42... ローラ組立体、
- 44... L字型ブラケット、
- 46、48... 電気接点組立体、

58

64、66・・・線部、
 70・・・立上つた部分、
 72・・・グループ、
 74・・・オーバーレイ、
 80、82・・・穴、
 90・・・切欠部、
 106・・・グループ、
 118・・・ヨーク、
 142・・・ローラ。



59



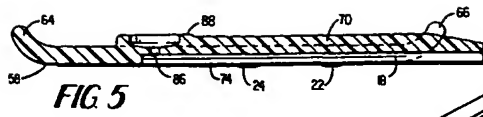


FIG 5

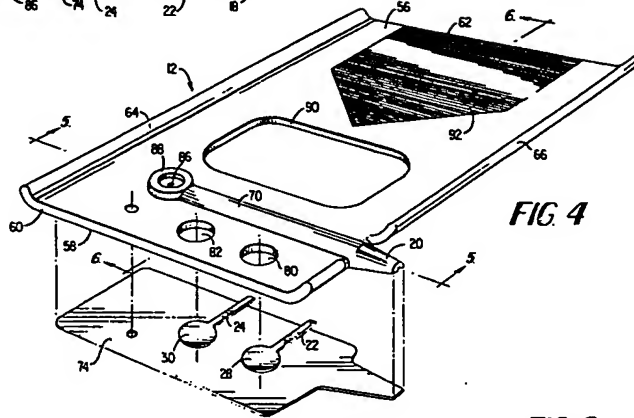


FIG 4

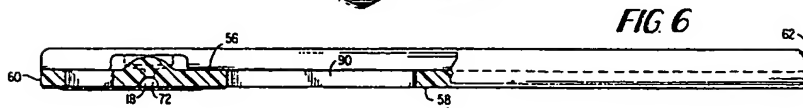


FIG 6

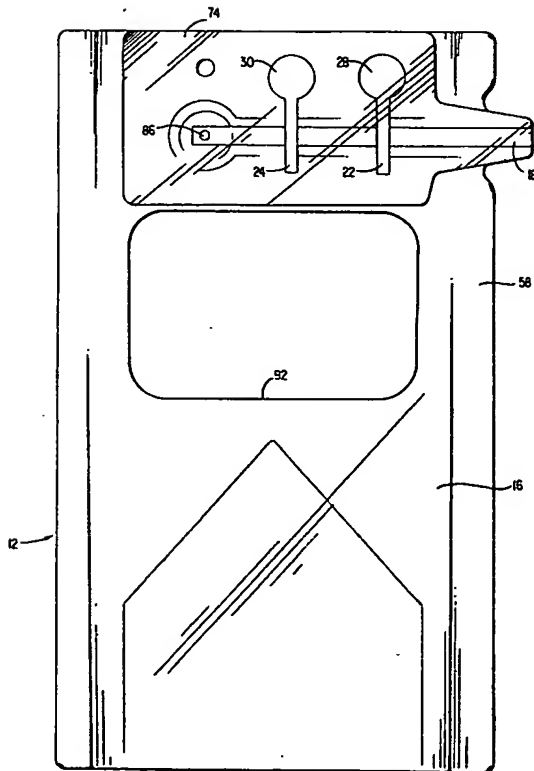


FIG 7

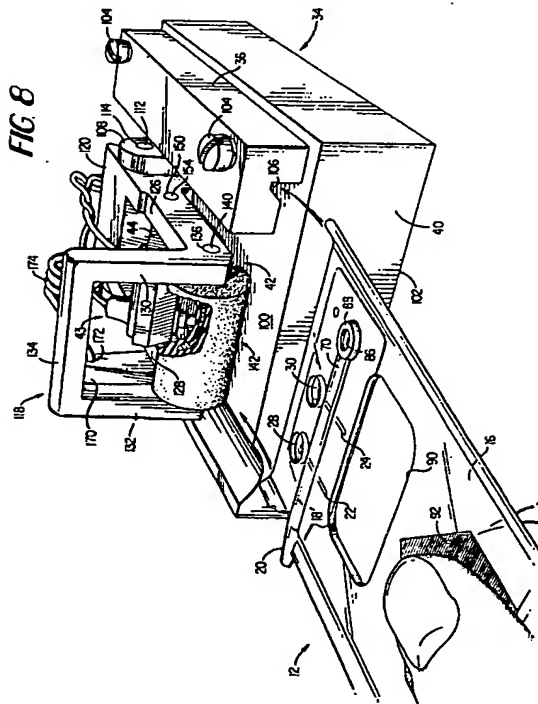


FIG 8

FIG. 11

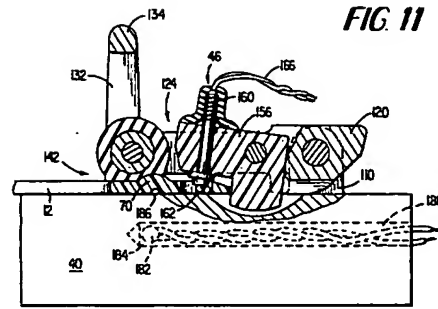


FIG 9

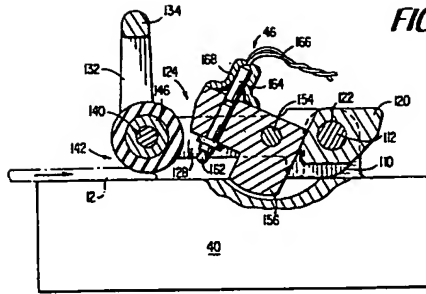


FIG 12

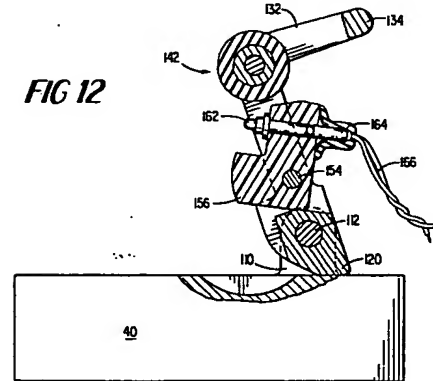


FIG. 10

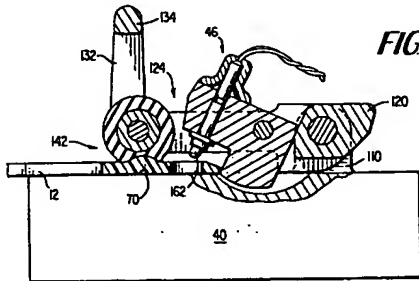


FIG. 14

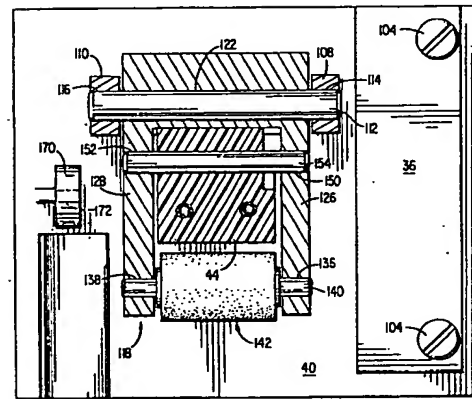


FIG. 15

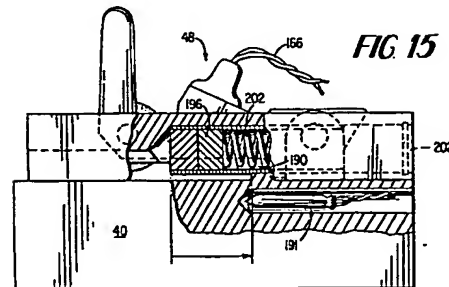
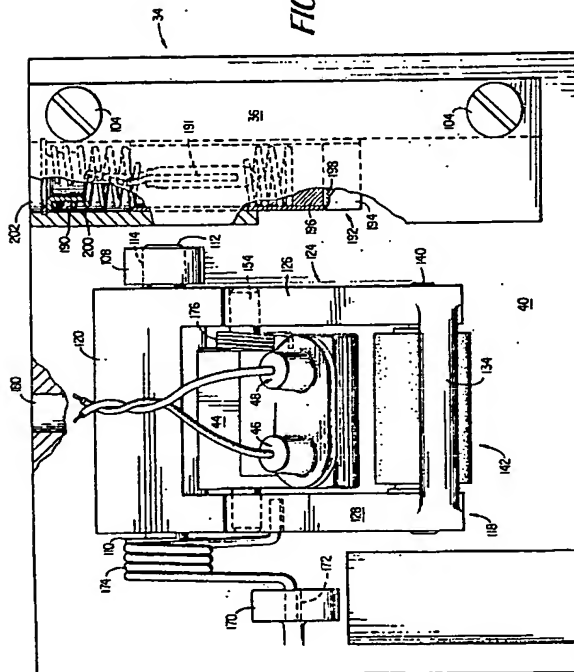
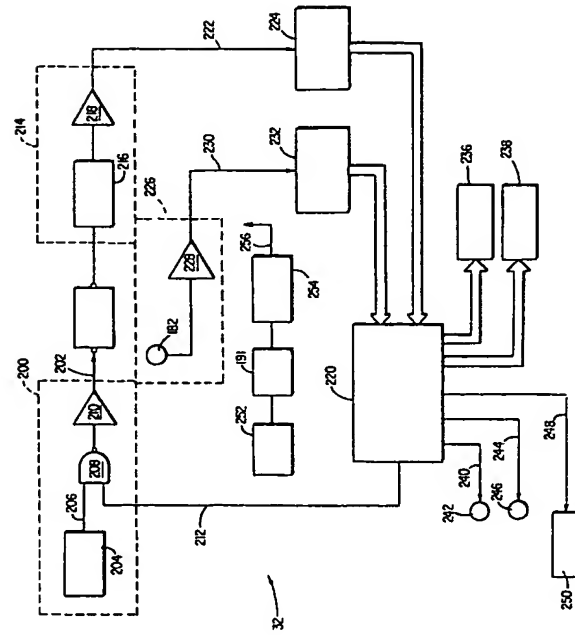
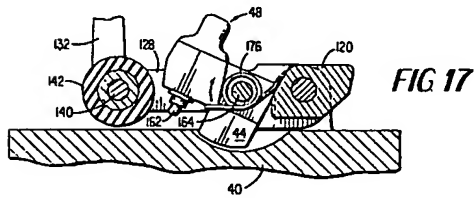
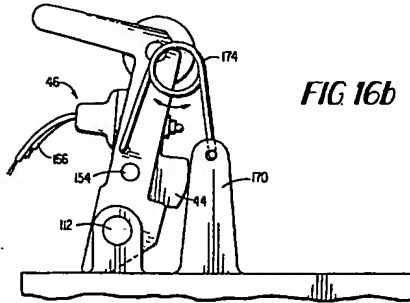
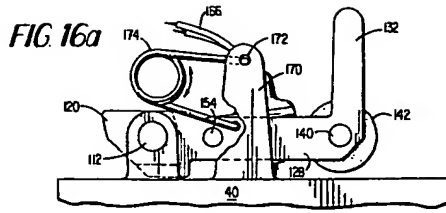


FIG. 13





手続補正書(方式)

昭和 年 月 日

55.11.26

特許庁長官殿

1. 事件の表示 昭和55年特許願第152017号

2. 発明の名称 液体導電率測定システム及びそのサンプルカード

3. 補正をする者

事件との関係 出願人

名称 ユナイテッド スティン サージカル
コーポレーション

4. 代理人

住所 東京都千代田区丸の内3丁目3番1号(電話(代)211-8741番)

氏名(5995) 弁理士 中 村

5. 補正命令の日付 自 発

6. 補正の対象 ~~明細書~~
明細書

7. 補正の内容 別紙の通り

明細書の浄書(内容に変更なし)

